



Der Kopfpulstest (KIT) in der Praxis

Hegemann, S C A

Abstract: Der Kopfpulstest (KIT, englisch head impulse testing oder HIT) ist ein Verfahren, mit welchem ein Hauptteil der Gleichgewichtsrezeptoren, nämlich die Funktion jedes einzelnen Bogenganges, nahezu isoliert untersucht werden kann. Er wurde erstmals vor über 20 Jahren beschrieben [Halmagyi and Curthoys] und hat sich seither als enorm hilfreicher Test in der Vestibularisforschung und im klinischen Alltag weltweit durchgesetzt. Bis dahin waren die einzigen Verfahren zur Messung der Gleichgewichtsfunktion die kalorische vestibuläre Testung (vereinfachend Kalorik genannt) und die Drehstuhluntersuchungen. Beide Verfahren haben deutliche Nachteile gegenüber dem KIT. Beide messen nur die Funktion der horizontalen Bogengänge (sofern der Drehstuhl nicht dreiaxial ist). Die Kalorik liefert eher unpräzise Messwerte und ist nur mit technischen Hilfsmitteln durchführbar. Außerdem misst die Kalorik ausschließlich im sehr niedrigen Frequenzbereich, der für die Blickstabilisierung eine sehr untergeordnete Rolle spielt und in dem vestibuläre Störungen wohl auch klinisch gut zu kompensieren sein sollten. Immerhin tritt bei Patienten mit M. Meniere eine Seitenasymmetrie in der Kalorik offenbar eher auf als im KIT [Palla et al.], womit zumindest bei dieser Diagnose die Kalorik nicht durch den Kopfpulstest zu ersetzen wäre. Beim M. Fabry scheint allerdings der KIT eher eine Pathologie anzuzeigen als die Kalorik [7], weshalb aktuell beide Verfahren sinnvoll erscheinen. Beim akuten Vestibularisausfall sind KIT und Kalorik in etwa gleich aussagekräftig, im Verlauf scheinen sich die Ergebnisse des KIT aber weniger zu erholen und auch die Korrelation von KIT und Beschwerdefreiheit des Patienten ist signifikant deutlicher als bei der Kalorik [6]. Die Drehstuhluntersuchungen benötigen relativ aufwändige technische Systeme für die Durchführung und messen immer beide horizontalen Bogengänge gemeinsam. Quantitativer KIT und Kalorik sind beide nicht schnell und klinisch einfach anwendbar. Immerhin hat Robert Barany für seine Arbeiten zur Kalorik 1914 den Medizinnobelpreis erhalten. Von der klinischen Bedeutung und Anwendbarkeit hätte m. E. eher die Erfindung des KIT einen Nobelpreis verdient. Der Kopfpulstest soll im Folgenden inklusive seiner physiologischen Grundlagen und klinischen Durchführung beschrieben werden.

Posted at the Zurich Open Repository and Archive, University of Zurich
ZORA URL: <https://doi.org/10.5167/uzh-46223>
Journal Article

Originally published at:

Hegemann, S C A (2010). Der Kopfpulstest (KIT) in der Praxis. HNO Kompakt, 18(1):17-20.

Der Kopfpulstest (KIT) in der Praxis

von Stefan C.A. Hegemann

Der Kopfpulstest (KIT, englisch head impulse testing oder HIT) ist ein Verfahren, mit welchem ein Hauptteil der Gleichgewichtsrezeptoren, nämlich die Funktion jedes einzelnen Bogenganges, nahezu isoliert untersucht werden kann. Er wurde erstmals vor über 20 Jahren beschrieben [Halmagyi and Curthoys] und hat sich seither als enorm hilfreicher Test in der Vestibularisforschung und im klinischen Alltag weltweit durchgesetzt. Bis dahin waren die einzigen Verfahren zur Messung der Gleichgewichtsfunktion die kalorische vestibuläre Testung (vereinfachend Kalorik genannt) und die Drehstuhluntersuchungen. Beide Verfahren haben deutliche Nachteile gegenüber dem KIT. Beide messen nur die Funktion der horizontalen Bogengänge (sofern der Drehstuhl nicht dreiaxsig ist). Die Kalorik liefert eher unpräzise Messwerte und ist nur mit technischen Hilfsmitteln durchführbar. Außerdem misst die Kalorik ausschließlich im sehr niedrigen Frequenzbereich, der für die Blickstabilisierung eine sehr untergeordnete Rolle spielt und in dem vestibuläre Störungen wohl auch klinisch gut zu kompensieren sein sollten. Immerhin tritt bei Patienten mit M. Meniere eine Seitenasymmetrie in der Kalorik offenbar eher auf als im KIT [Palla et al.], womit zumindest bei dieser Diagnose die Kalorik nicht durch den Kopfpulstest zu ersetzen wäre. Beim M. Fabry scheint allerdings der KIT eher eine Pathologie anzuzeigen als die Kalorik [7], weshalb aktuell beide Verfahren sinnvoll erscheinen. Beim akuten Vestibularisausfall sind KIT und Kalorik in etwa gleich aussagekräftig, im Verlauf scheinen sich die Ergebnisse des KIT aber weniger zu erholen **und auch die Korrelation von KIT und Beschwerdefreiheit des Patienten ist signifikant deutlicher als bei der Kalorik** [6]. Die Drehstuhluntersuchungen benötigen relativ aufwändige technische Systeme für die Durchführung und messen immer beide horizontalen Bogengänge gemeinsam. Quantitativer KIT und Kalorik sind beide nicht schnell und klinisch einfach anwendbar. Immerhin hat Robert Barany für seine Arbeiten zur Kalorik 1914 den Medizinnobelpreis erhalten. Von der klinischen Bedeutung und Anwendbarkeit hätte m. E. eher die Erfindung des KIT einen Nobelpreis verdient. Der Kopfpulstest soll im Folgenden inklusive seiner physiologischen Grundlagen und klinischen Durchführung beschrieben werden.

Blickstabilisierung und vestibulookulärer Reflex

Für die Blickstabilisierung verfügt der Mensch über drei Augensteuerungssysteme, das Sakkadensystem, das Blickfolgesystem und das vestibulookuläre System. Das Blickfolgesystem ermöglicht die Fixierung eines sich relativ zum Körper bewegenden Sehzieles auf der Retina, wobei der Makula als Ort des schärfsten Sehens die wesentliche Bedeutung zukommt. Dieses System kann sich bewegende Objekte mit einer Geschwindigkeit von nahe 0°/s bis zu maximal 100°/s verfolgen. Sehunschärfe tritt ab einer Verschiebung des Bildes über die Netzhaut, „retinal image shift“ von etwa 4°/s [Ramsey et al.] auf. Die retinale Bildstabilisierung (RIS) sollte also unterhalb dieses Wertes liegen. Nun hat das Blickfolgesystem eine Latenz von mindestens 70 ms [12] (normal etwa 100 [6]), womit es zumindest innerhalb dieser Latenzzeit bereits bei relativ geringen Geschwindigkeiten zu einer Unschärfe des Sehens und einer Abweichung des Bildes von der Makula kommt. Die initiale Abweichung vom Sehziel, wird üblicherweise vom Sakkadensystem ausgeglichen, welches eine ähnliche Latenz benötigt. Es führt die Augen mit einer raschen Bewegung auf das Sehziel und von da an übernimmt das Blickfolgesystem die Aufgabe. Sollte es nicht ausreichend stabilisieren können, weil das Sehziel sich zu schnell bewegt oder das Blickfolgesystem zu langsam folgen kann, so treten immer wieder einzelne Sakkaden auf, die das Ziel wieder auf die Makula bringen. Bei einem gestörten Blickfolgesystem ist deshalb die Blickfolge bereits bei einer Bewegung von 50°/s oder darunter sakkadiert. Da die Bewegungen des menschlichen Kopfes auch bei normaler Bewegung im Alltag deutlich

schneller sind, sind weder das Sakkaden-, noch das Blickfolgesystem im Stande, diese Bewegungen auszugleichen. Allerdings werden diese beiden Systeme bei Ausfall eines oder beider Gleichgewichtsorgane als Kompensationsmaßnahme bei guter Adaptation deutlich verbessert, was zumindest bei langsamen Kopfbewegungen zu einer teilweisen Stabilisierung führen kann. Der vestibulookuläre Reflex (VOR) ist der schnellste Reflex des Menschen und dient im Wesentlichen dazu, die Blickposition im Raum während Kopf und Körperbewegungen zu stabilisieren. Bereits nach 7,5 ms [1] werden die Augen bei Kopfbewegungen mit Geschwindigkeiten bis etwa 400°/s [9, 10] entgegen der Richtung der Kopfdrehung bewegt und damit im Raum bzw. auf einem Sehziel stabilisiert. Dazu sind weder das Augenfolge- noch das Sakkadensystem in der Lage. Dies lässt sich leicht überprüfen. Wenn Sie z.B. diesen Text lesen und das Blatt relativ rasch bewegen, so verschwimmt der Text vor den Augen und kann nicht mehr gelesen werden. Bewegt man aber beim Lesen den Kopf mit gleicher Geschwindigkeit und Frequenz, so ist der Text nahezu normal lesbar. Sollte das nicht der Fall sein, wie z.B. bei einer bilateralen vestibulären Schädigung, so wird das Bild bei Kopfbewegungen unscharf, es entstehen Scheinbewegungen der Umwelt, die als Oszillopsien bezeichnet werden. Die Blickstabilisierung erfolgt während Kopfbewegungen also nahezu ausschließlich über die Gleichgewichtsorgane. Sie funktioniert bei linearer Kopfbewegung über die Otolithenorgane, dieser Reflex wird als linearer vestibulookulärer Reflex (IVOR) bezeichnet. Bei Drehbewegungen, also angulären Bewegungen sind die Signale der Bogengänge für den angulären VOR (aVOR) verantwortlich. Tritt eine Kopffrotation also in einer Bogengangsebene auf, so ändern nur die beiden Bogengänge, welche in dieser Ebene liegen, ihre Ruheaktivität. Diese liegt beim Menschen vermutlich bei etwa 100 Impulsen/s oder 100 Hz. Die Feuerrate wird also in einem Bogengang (BG) stimuliert und im dazugehörigen BG der Gegenseite entsprechend gehemmt. Nun ist es sinnvoll zu wissen, welcher BG durch welche Bewegung aktiviert oder deaktiviert wird. Das ist relativ einfach zu merken: Durch horizontale Kopfdrehung nach rechts wird der rechte aktiviert, nach links der linke. Durch Vertikaldrehung nach hinten werden die hinteren, durch Drehung nach vorne die vorderen BG stimuliert. Bei den vertikalen Bogengängen kommt durch ihre schräge Position (etwa 45°) in Relation zur naso-okzipitalen Achse (Sagittalachse) noch eine torsionelle Augenbewegung dazu, da die Augen sich beim VOR immer exakt so bewegen, wie die Endolympe in den BG. Es arbeitet der rechte vordere BG (right anterior, RA) mit dem linken hinteren BG (left posterior, LP) zusammen, also in einer etwa 45° zur sagittalen stehenden Ebene, der RALP-Ebene. Entsprechend wird die Ebene des linken vorderen und rechten hinteren Bogenganges als LARP-Ebene bezeichnet. Um den VOR nach Möglichkeit nur durch Kopfbewegung in einer Bogengangsebene zu prüfen sind also für die Prüfung der vertikalen Bogengänge die RALP- und LARP-Ebene zu empfehlen und für die horizontale Ebene ist eine leichte Kopfneigung von 20-25° nach vorne empfehlenswert, da die horizontalen BG etwa um diesen Winkel nach hinten gekippt sind [3, 4], nicht 30°, wie in den meisten Lehrbüchern steht. Nun kann die Ruheaktivität eines Bogengangsnerven lediglich bis auf 0 Hz reduziert werden, während sie bei Aktivierung bis auf etwa 500 Hz gesteigert werden kann. Da man davon ausgehen kann, dass eine Aktivitätsänderung von 1 Hz etwa durch eine Steigerung der Kopfgeschwindigkeit von 1°/s erreicht wird, wird demnach bei Bewegung in einer Bogengangsebene der inhibierte BG durch eine Kopfgeschwindigkeit von zirka 100°/s funktionell ausgeschaltet und eine Geschwindigkeit darüber hinaus kann nur noch vom stimulierten BG gemeldet werden. Bis zur Drehgeschwindigkeit von etwa 100°/s wird also das Signal der Kopfdrehgeschwindigkeit durch die Information beider Bogengänge im Hirnstamm errechnet (ein bekannter Nachteil bei den Drehstuhluntersuchungen). Um also einen Bogengang isoliert zu prüfen, ist eine Kopfdrehung deutlich über dieser Geschwindigkeit erforderlich. Ab etwa 450 °/s erreicht der Verstärkungsfaktor des VOR (englisch gain allerdings eine Sättigung, weshalb bei Geschwindigkeiten, darüber auch beim Gesunden kleine Korrektursakkaden vorkommen können [9, 10]. Wir empfehlen daher eine Drehgeschwindigkeit von 200 bis 300 °/s, sie sollte aber zumindest mehr als 150°/s betragen. Lediglich bilaterale Funktionsausfälle lassen

sich auch mit Geschwindigkeiten über 100°/s feststellen. Bei langsamer Drehgeschwindigkeit, wird aber auch die Zeitdauer der Kopfdrehung länger, sodass auch korrigierende Sakkaden noch während der Kopfbewegung auftreten können (sog. covert oder verdeckte Sakkaden [12]). Diese sind vom Untersucher schwer zu erkennen. Da das Augenfolgesystem auch bis etwa 100°/s zur Stabilisierung beitragen kann, sind Geschwindigkeiten unter 100°/s für einen Kopfpulstest nicht zu empfehlen. Außerdem sollte die Amplitude der Kopfbewegung relativ gering sein, was auch die Dauer verkürzt und damit die verdeckten (covert) Sakkaden reduziert. Rasche Sakkaden sind möglicherweise ein guter Adaptationsmechanismus und können vermutlich auch Oszillopsien vermindern.

Klinische Durchführung des KIT

Prüfung der horizontalen Bogengangsfunktion:

Dieser Test liefert innerhalb weniger Sekunden etwa die gleiche Information wie das Ergebnis einer Kalorik. Er ist allerdings ohne jegliches Hilfsmittel am Patientenbett durchführbar. Anders als mit der Kalorik lassen sich mit ihm auch einfach bilaterale Funktionsstörungen feststellen. Wie oben beschrieben wird der Patient gebeten, die Nasenspitze des Untersuchers genau zu fixieren und auch während einer raschen Kopfbewegung fest im Blick zu halten. Es sollte dem Patienten vorher versichert werden, dass die Bewegung rasch, aber nicht weit sein wird. Der Zeitpunkt der Bewegung sollte vom Patienten auch nicht vorhersagbar sein, damit er nicht während der Kopfbewegung bereits Korrektursakkaden starten kann, was allerdings gelegentlich auch bei unvorhersagbaren Kopfdrehungen vorkommen kann und klinisch schwierig oder gar nicht sichtbar ist. Weber et al. haben untersucht, dass Korrektursakkaden bei Patienten rascher auftreten als bei Gesunden und bereits nach 70 ms auftreten können [12]. Wir halten es für vorteilhaft, den Kopf langsam in eine laterale Position und dann von dort schnell zur Mitte zu drehen. Damit weiß der Pat. zwar die Richtung der Bewegung, wenn er allerdings den Zeitpunkt nicht voraussagen kann, kann er nur zufällig eine Korrektursakkade planen. Es ist für den Patienten angenehmer, wenn der Kopf nur aus einer seitlichen Position zur Mitte gedreht wird und das verbessert die Compliance bei der Blickstabilisierung. Die Dauer der Kopfbewegung sollte ebenfalls kurz sein, um versteckte Sakkaden zu minimieren. Eine Kopfbewegung von 10 bis 20° ist für den KIT ausreichend.

Prüfung der vertikalen Bogengänge

Die Prüfung der vertikalen Bogengangsfunktion ist ein wenig schwieriger. Bei Blick geradeaus und Kopf in Mittelposition führt eine Bewegung in der LARP- oder RALP-Ebene zu einer deutlichen torsionellen und vertikalen Augenbewegung. Die torsionelle Bewegung ist einerseits schwierig zu beurteilen und andererseits ist der Gain des VOR für torsionelle Augenbewegung ohnehin deutlich geringer als für vertikale oder horizontale Bewegungen. Das kann also einen verminderten VOR vortäuschen. Auch ist eine rasche Kopfbewegung exakt in der LARP- oder RALP-Ebene nicht so leicht durchführbar. Um das zu vermeiden drehen wir den Kopf des vor uns sitzenden Patienten um etwa 45° zu einer Seite. Bei Fixation der Nasenspitze des Untersuchers, sind damit Augenachse und Bogengangsebene nahezu identisch. Das bedeutet, dass bei einer Kopfbewegung nach vorne oder hinten sehr genau die LARP- oder RALP-Ebene stimuliert wird, was dann zu einer rein vertikalen Augenbewegung führen sollte. Die Bewegung des Patientenkopfes ist also einfacher und die torsionelle Komponente ist zumindest weitgehend eliminiert. Der Untersucher muss also nur auf die vertikale Augenbewegung achten. Wir haben mit dieser Methodik sehr gute klinische Erfahrung. Für die Prüfung des VOR in der RALP-Ebene ist also der Kopf um zirka 45° nach links zu drehen (linke Seite des Patienten), damit die Sehachse in der Ebene des rechten vorderen und linken hinteren Bogenganges liegen. Falls dies nicht genau möglich ist (z.B. bei Brillenträgern, die dann am Brillenrand vorbeischaun), wird trotzdem die torsionelle Augenbewegung sehr klein gehalten, und es muss nur die

Vertikalbewegung beachtet werden. Bei einer Kopfbewegung von nur $22,5^\circ$ wird immerhin der torsionelle Anteil in etwa halbiert und der vertikale Anteil von zirka 50% auf 75% gesteigert, was die Beurteilung bereits erleichtert. Den vertikalen VOR in der besagten Kopfposition zu prüfen, wird also sehr empfohlen.

Zum Erlernen der Durchführung des Kopfpulstests wurde in Zürich ein Kopfmodell entwickelt (HIT-Simulator, Synbone, CH-7208 Malans, www.synbone.ch), welches die Drehgeschwindigkeit eines künstlichen Kopfes misst und dem Untersucher auch darstellt, damit er ein Gefühl für die in etwa korrekte Drehgeschwindigkeit bekommt. Durch die Kopfbewegung wird das auf einem kleinen Bildschirm dargestellte Auge entsprechend einem natürlichen Auge bewegt. Das Modell kann Gesunde, einseitige oder beidseitige vestibuläre Unterfunktionen und vollständige Ausfälle simulieren. Die Art des Patienten kann entweder durch den Untersucher vorgegeben oder zufällig abgerufen werden, womit auch eine Überprüfung des Erlernten möglich ist. Ein Vorgehen wie am HIT-Simulator wäre mit Patienten ethisch nicht vertretbar und dem Patienten nicht zumutbar und eine Reihe von verschiedenen Patienten wäre für Studentenkurse oder Fortbildungen auch kaum organisierbar. Das Modell stellt also eine erhebliche Verbesserung des klinischen Unterrichts dar.

(Abbildung 1)

Messung und Dokumentation des KIT

Neben dem klinischen KIT ist in vielen Fällen die Dokumentation des VOR mittels eines Messverfahrens sinnvoll. Der Goldstandard ist bisher die Messung mittels der search-coil-Technik, welche aber für die Praxis technisch zu aufwendig und zu teuer ist. Sie beruht auf der Messung von Augen- und Kopfposition im Raum. Durch drei senkrecht zueinanderstehende Rahmen werden drei Magnetfelder erzeugt, die mit unterschiedlicher Frequenz schwinden und in zwei faktisch senkrecht zueinander stehenden Kupferspulen einen Strom erzeugen. Je nach der Ausrichtung der Spulen zu den Magnetfeldern kann damit die exakte Position der Spulen im Raum errechnet werden. Die zwei Kupeferspulen sind in einen kontaktlinsenartigen Kuststoffring (search coil) eingelassen, der auf das Auge gesetzt wird und dort weitgehend verschiebungsfrei fest sitzt, womit die Augenposition im Raum bestimmt werden kann. Eine zweite search coil wird auf die Stirn geklebt und ermöglicht die Messung der Kopfbewegung. In letzter Zeit wurden Verfahren entwickelt, welche Messung und Dokumentation auch in der Praxis ermöglichen. Mehrere Arbeiten haben das Nachlassen der Sehschärfe während Kopfbewegungen (dynamic visual Acuity, DVA) untersucht und mit einer verbesserten Variante konnte kürzlich eine mit der search-coil-Technik weitgehend übereinstimmende Messung erreicht werden [11]. Die Parameter erlauben einen aussagekräftigen Test schon mit weniger als 50 Kopfbewegungen, was die Zahl im Vergleich zu den bisherigen Untersuchungsverfahren etwa um die Hälfte reduziert und für Patienten und Untersucher angenehmer und zeitsparend ist. Ebenfalls wurde vor kurzem eine Technik mittels Videookulografie (v-KIT) entwickelt, die ebenfalls vergleichbar gute Messwerte produziert [12]. Der Vorteil des v-KIT ist die Aufzeichnung der Kopf- und Augenbewegung, womit auch eine Simulation ausgeschlossen werden kann. Die DVA kann zwar eine Simulation nicht sicher ausschließen und auch die Latenzzeit der Korrektursakkaden nicht messen, dennoch ist im Verlauf vermutlich auch die Adaptation an einen Schaden messbar. Sie ist somit bei kooperativen Patienten ähnlich sicher und einfach anwendbar wie z.B. ein Hörtest. Zusätzlich ist der technische Aufwand noch deutlich geringer als beim v-KIT. Zusammenfassend sind also messtechnische Verfahren in der Entwicklung, die in Kürze auch die Messung des VOR in der Praxis erlauben. Klinisch sollte der KIT aber von jedem HNO-Arzt und Neurologen bereits angewendet werden.

Literatur

1. Aw ST, Haslwanter T, Halmagyi GM, Curthoys IS, Yavor RA, Todd MJ. Three-dimensional vector analysis of the human vestibuloocular reflex in response to high-acceleration head rotations. I. Responses in normal subjects. *J Neurophysiol* 1996; 76: 4009-4020
2. Barnes GR, Smith R. The effects of visual discrimination of image movement across the stationary retina. *Aviat Space Environ Med* 1981; 52: 466-472
3. Blanks RH, Curthoys IS, Markham CH. Planar relationships of the semicircular canals in man. *Acta Oto-Laryngologica* 1975; 80: 185-196
4. Della Santina CC, Potyagaylo V, Migliaccio AA, Minor LB, Carey JP. Orientation of human semicircular canals measured by three-dimensional multiplanar CT reconstruction. *J Assoc Res Otolaryngol* 2005; 6: 191-206
5. Halmagyi GM, Curthoys IS. A clinical sign of canal paresis. *Arch Neurol* 1988; 45: 737-739
6. Kim, H.A., Hong, J.H., Lee, H., Yi, H.A., Lee, S.R., Lee, S.Y., Jang, B.C., Ahn, B.H., Baloh, R.W., 2008. Otolith dysfunction in vestibular neuritis: recovery pattern and a predictor of symptom recovery. *Neurology*. 70, 449-53 Leigh RJ, Zee DS. The neurology of eye movements, Oxford University Press, New York 2006.
7. Palla A, Hegemann S, Widmer U, Straumann D. Vestibular and auditory deficits in Fabry disease and their response to enzyme replacement therapy. *J Neurol* 2007; 254: 1433-1442
8. Park HJ, Migliaccio AA, Della Santina CC, Minor LB, Carey JP. Search-coil head-thrust and caloric tests in Meniere's disease. *Acta Otolaryngol* 2005; 125: 852-857
9. Pulaski PD, Zee DS, Robinson DA. The behavior of the vestibulo-ocular reflex at high velocities of head rotation. *Brain Res* 1981; 222: 159-165
10. Roy FD, Tomlinson RD. Characterization of the vestibulo-ocular reflex evoked by high-velocity movements. *Laryngoscope* 2004; 114: 1190-1193
11. Vital D, Hegemann SCA, Straumann D, Bergamin O, Bockisch CJ, Angehrn D, Schmitt, KU, Probst R. A new dynamic visual acuity test to assess peripheral vestibular function. *Arch Otolaryngol* 2010
12. Weber KP, Aw ST, Todd MJ, McGarvie LA, Curthoys IS, Halmagyi GM. Head impulse test in unilateral vestibular loss: vestibulo-ocular reflex and catch-up saccades. *Neurology* 2008; 70: 454-463
13. Westheimer G, McKee SP. Visual acuity in the presence of retinal-image motion. *Journal of the Optical Society of America*. 1975; 65: 847-850

Abbildung 1: Die Abbildung zeigt einen horizontalen KIT bei dem im Kurs verwendeten Modell. A) Initial schaut das Auge geradeaus. B) Wird der Kopf nach rechts gedreht, so wandert das Auge bei einem Vestibularisausfall rechts zunächst mit dem Kopf mit. C) Es kommt zu einer Korrektursakkade auf das initial fixierte Bild bzw. die initiale Position des Auges im Raum. Dies geschieht bei einem Gesunden durch den VOR bereits während der Kopfbewegung (grüner Pfeil).

Korrespondenzadresse:
PD Dr. med. Stefan C. A. Hegemann
Universitätsspital Zürich
Klinik für Ohren-, Nasen-, Hals und Gesichtschirurgie
Frauenklinikstrasse 24
CH-8091 Zürich

Halmagyi GM, Curthoys IS: A clinical sign of canal paresis. *Arch Neurol* 1988;45:737-739.

- Palla A, Hegemann S, Widmer U, Straumann D: Vestibular and auditory deficits in fabry disease and their response to enzyme replacement therapy. J Neurol 2007;254:1433-1442.
- Ramsey MJ, McKenna MJ, Barker FG, 2nd: Superior semicircular canal dehiscence syndrome. Case report. Journal of Neurosurgery 2004;100:123-124.